

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 05-212016

(43) Date of publication of application : 24.08.1993

(51) Int.CI.

A61B 5/14

(21) Application number : 04-021204

(71) Applicant : NIPPON KODEN CORP

(22) Date of filing : 06.02.1992

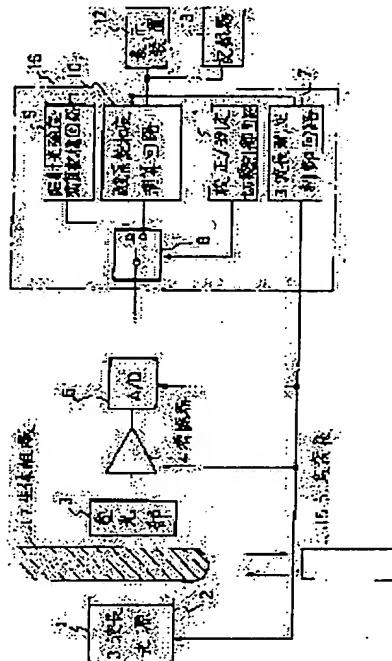
(72) Inventor : AOYANAGI TAKUO

(54) BLOODLESS OXIMETER

(57) Abstract:

PURPOSE: To enable measurement which is hardly affected by the bodily movements of a testee without depending on the various levels of the testee's pulsation by calculating an oxygen saturation degree by using the stored irradiating light intensities of three wave lengths and the transmitted light intensities of three wavelengths transmitted to a tissue.

CONSTITUTION: A three-wavelength light source 1 has three light emitting diodes which generate the light of the three wavelengths. A light receiving section 3 converts the light from the three-wavelength light source 1 to an electric signal. The signal amplified by an amplifier 4 is converted to a digital signal by an A/D converter 6. A three-wavelength measurement control circuit outputs a control signal to generate the three light emitting diodes of the three-wavelength light source 1 light at prescribed timing. An irradiating light intensity computation and storage circuit 9 make prescribed computation by using the output of the A/D converter 6 and stores the results thereof. An oxygen saturation degree computation circuit 10 makes prescribed computation in accordance with the output of the A/D converter 6 and the contents stored in the irradiating light intensity computation and storage circuit 9 to calculate the oxygen saturation degree and outputs the result thereof to a display device 12 and a recorder 13.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 11.06.1993

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2608828

[Date of registration] 13.02.1997

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-212016

(43)公開日 平成5年(1993)8月24日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 B 5/14

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

3 1 0

8932-4C

審査請求 未請求 請求項の数5(全7頁)

(21)出願番号 特願平4-21204

(22)出願日 平成4年(1992)2月6日

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 青柳 阜雄

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

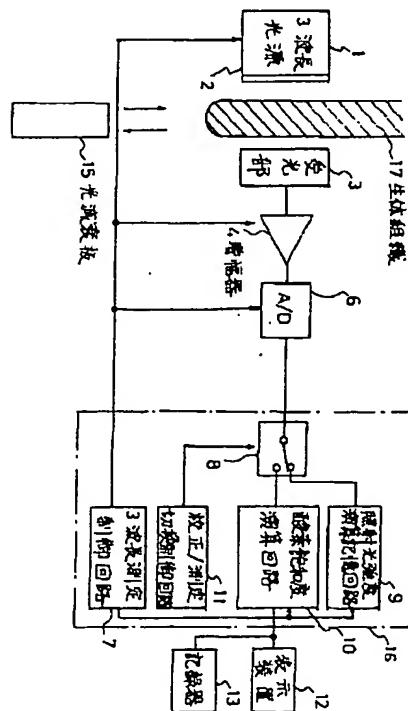
(74)代理人 弁理士 本田 崇

(54)【発明の名称】 非観血式オキシメータ

(57)【要約】

【目的】 酸素飽和度を脈動を利用して非観血的に測定すること。

【構成】 照射光強度演算記憶回路9は3波長光源1から発生した各照射光の強度を記憶する回路である。酸素飽和度演算回路10は記憶された照射光強度から照射光強度比を算出し、これと生体組織の透過光強度から酸素飽和度を求め表示装置12に表示させる回路である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 3波長の光を血液を含む組織に照射する照射手段と、前記組織を透過した光を受光し電気信号に変換する光電変換手段と、前記3波長の光の照射光強度を記憶する記憶手段と、前記光電変換手段の出力と前記記憶手段に記憶された前記照射光強度とに基づいて血液の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算手段とを具備する非観血式オキシメータ。

【請求項2】 酸素飽和度計算手段は記憶手段が記憶した3波長の照射光強度から相互の照射光強度比を計算することを特徴とする請求項1記載の非観血式オキシメータ。

【請求項3】 3波長の光を血液を含む組織に照射する照射手段と、前記組織を透過した光を受光し電気信号に変換する光電変換手段と、前記3波長の相互の照射光強度比を記憶する記憶手段と、前記光電変換手段の出力と前記記憶手段に記憶された前記照射光強度比とに基づいて血液の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算手段とを具備する非観血式オキシメータ。

【請求項4】 照射手段は散乱板を有し3波長の光をこの散乱板を透過させて組織に照射することを特徴とする請求項1乃至3いずれかに記載の非観血式オキシメータ。

【請求項5】 3波長の光の照射光強度は照射手段から発生した光を光減衰特性が既知である光減衰板を透過させて得られるものであることを特徴とする請求項1乃至3いずれかに記載の非観血式オキシメータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は非観血式オキシメータに関する。

【0002】

【従来の技術】 従来のこの種のオキシメータとしてはパルスオキシメータがある。従来のパルスオキシメータは、血液を含む生体組織の脈動を利用して酸素飽和度を測定していた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし脈動を利用した測定は脈動の低い場合には困難であり正確な結果は得られないし、信号の微小変化を用いるので被検者の体動の影響を受けやすい。

【0004】 本発明はこのような従来の欠点に鑑みなされたものであり、その目的は被検者の脈動の高低によらず、また、体動に影響され難い測定を行なうことができる非観血式オキシメータを提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】 請求項1の発明は、3波長の光を血液を含む組織に照射する照射手段と、前記組織を透過した光を受光し電気信号に変換する光電変換手段と、前記3波長の照射光強度を記憶する記憶手段と、

前記光電変換手段の出力と前記記憶手段に記憶された前記照射光強度とに基づいて血液の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算手段とを具備する構成となっている。

【0006】 請求項2の発明は、上記請求項1の発明において酸素飽和度計算手段は記憶手段に記憶された3波長の照射光強度から相互の照射光強度比を計算する構成となっている。

【0007】 請求項3の発明は、上記請求項1の発明においてその記憶手段の代わりに3波長の照射光強度の相互の比を記憶する記憶手段を有すると共に酸素飽和度計算手段がその比を用いて計算する構成となっている。

【0008】 請求項4の発明は、上記請求項1乃至3いずれかの発明において、照射手段は散乱板を有し3波長の光をこの散乱板を透過させて組織に照射する構成となっている。

【0009】 請求項5の発明は、上記請求項1乃至4いずれかの発明において、3波長の光の照射光強度として照射手段から発生した光を波長によらない一定の散乱性を有する散乱板を透過させて得られるものが用いられる構成となっている。

【0010】

【作用】 請求項1の発明において、酸素飽和度計算手段は、記憶手段に記憶された3波長の光の照射光強度および組織を透過した3波長の光の光電変換された信号を用いて酸素飽和度を計算する。

【0011】 請求項2の発明において、酸素飽和度計算手段は照射光強度比を計算し、この照射光強度比を用いて酸素飽和度を計算する。

【0012】 請求項3の発明において、記憶手段には予め3波長の相互の照射光強度比が記憶されているので酸素飽和度計算手段はこれを用いて酸素飽和度を計算する。

【0013】 請求項4の発明において、照射手段の光源から発生した光は散乱板を透過して散乱光となり、これが組織に照射される。このため組織の浅い部位であっても深い部位であっても減光率が同じとなり正確な測定結果が得られる。

【0014】 請求項5の発明において、3波長の光の照射光強度は光減衰特性が既知である光減衰板を透過させた光を測定することにより得られるものである。このため直接測定するよりも弱い光の強度を測定することになる。従って測定に用いる光電変換手段は組織を透過した光を電気信号に変換する光電変換手段と同じもので良い。すなわち1つの光電変換手段で照射光強度と組織の透過光強度のいずれの測定をも行なうことができる。

【0015】

【実施例】 図1は本発明の一実施例の構成ブロック図である。まず本実施例の原理を説明する。

【0016】 測定に用いる光の3波長は

50. $\lambda_1 = 805\text{nm}$

$\lambda_1 = 890\text{nm}$ $\lambda_2 = 650\text{nm}$

で、それぞれ次の特性を持っている。

 λ_1 : ヘモグロビンの吸光係数が酸素飽和度に無関係。 λ_2 : ヘモグロビンの吸光係数は酸素飽和度にあまり関係しない。 λ_3 : ヘモグロビンの吸光係数は酸素飽和度によって著*

* しく変わる。

以後用いる記号に付加するサフィックス 1, 2, 3 はこれらの波長の光を示すものとする。

【0017】血液を含む生体組織を透過した 3 波長の光の減光度 A_1 , A_2 , A_3 は、入射光が適当な散乱光であれば、次のようになることが理論（シャスターの理論）及び実験でわかっている。

$$A_1 \equiv \log (I_{e1} / I_{t1}) \quad (1)$$

$$= \{Eh_1 Hb (Eh_1 Hb + G)\}^{1/2} Db + Zt Dt \quad (1)$$

$$A_2 \equiv \log (I_{e2} / I_{t2}) \quad (2)$$

$$= \{Eh_2 Hb (Eh_2 Hb + G)\}^{1/2} Db + Zt Dt \quad (2)$$

$$A_3 \equiv \log (I_{e3} / I_{t3}) \quad (3)$$

$$= \{Eh_3 Hb (Eh_3 Hb + G)\}^{1/2} Db + Zt Dt \quad (3)$$

ここで、

 I_{e1} : 照射光強度（単位面積当たりのエネルギー） I_{t1} : 透過光強度（単位面積当たりのエネルギー） Eh_1 : ヘモグロビンの吸光係数 Hb : 血中ヘモグロビンの濃度 G : 血液の散乱定数 Db : 血液層の実効的な厚み Zt : 血液を除いた組織（純組織と称する）の減光率

△ 減光度／厚みで上記いずれの波長においても一定である。

 Dt : 純組織の厚み

である。尚、△は恒等式の等号を示す（以下同じ）。

【0018】上記「照射光として適当な散乱光」とは次

のようなものである。

※ 【0019】平行入射光は散乱体に入射すると進入していくにつれて散乱される程度以上の深い所でその散乱体固有の散乱度に達する。従って直進光照射においては散乱体の浅い部位と深い部位とでは減光率が異なってしまうものである。

【0020】例えれば生体組織と同じ散乱性を有する散乱板で照射光を散乱させれば生体組織全体にわたって減光率が同じになる。

【0021】従ってこのような散乱板を発光ダイオードの表面に配置すれば上記「照射光として適当な散乱光」が得られる。

【0022】ここで、各波長間の減光度の比 Ψ を次のように定義する。

※

$$\Psi \equiv (A_3 - A_2) / (A_1 - A_2) \quad (4)$$

式(4)を式(1), (2), (3)より展開すると次★ ★のようになる。

$$\begin{aligned} \Psi &\equiv (A_3 - A_2) / (A_1 - A_2) \\ &= \log [(I_{e3} / I_{t3}) / (I_{e2} / I_{t2})] / \log (I_{e1} / I_{t1}) / (I_{e2} / I_{t2}) \\ &= \{\log (I_{e3} / I_{e2}) - \log (I_{t3} / I_{t2})\} / \{\log (I_{e1} / I_{e2}) - \log (I_{t1} / I_{t2})\} \quad (4a) \end{aligned}$$

式(4a)中、 I_{e3} / I_{e2} , I_{e1} / I_{e2} は照射光強度比である。

【0023】照射光強度そのものは光源と受光部との間の距離などの測定条件に大きく影響されるが、3 波長間の光強度比である照射光強度比は上記測定条件の影響を受けない。

【0024】照射光強度比を求めるには次の方法がある。

【0025】照射光を直接測定するには照度が強いため透過光を受光する受光部で測定することはできない場合☆

☆がある。そこで例えれば、使用する波長範囲の光に対し減光度が均一な光減衰板に照射光を透過させ、その透過光の3 波長間の照射光強度比を算出する。

【0026】このように、照射光強度比 I_{e3} / I_{e2} , I_{e1} / I_{e2} が求まれば透過光強度 I_{t3} , I_{t2} , I_{t1} を測定して(4a)式により Ψ を容易に計算することができる。【0027】一方、 Ψ は式(1), (2), (3)に基づいて次のように書くこともできる。

$$\begin{aligned} \Psi &= [\{Eh_3 Hb (Eh_3 Hb + G)\}^{1/2} \\ &\quad - \{Eh_2 Hb (Eh_2 Hb + G)\}^{1/2}] \\ &\quad / [\{Eh_1 Hb (Eh_1 Hb + G)\}^{1/2} \\ &\quad - \{Eh_2 Hb (Eh_2 Hb + G)\}^{1/2}] \quad (5) \end{aligned}$$

【0028】ヘモグロビン濃度が異常に大でない場合、(F : 定数。散乱率と呼ぶことにする) とすることがすなわち $Hb < 20 \text{ [g/dL]}$ の場合は $G = FHb \cdot 50$ できる。

7

る。このとき照射光強度演算・記憶手段9に与えられる信号が式(4a)中の I_{e1} , I_{e2} , I_{e3} に対応している。照射光強度演算・記憶手段9は I_{e1} , I_{e2} , I_{e3} を記憶する。

【0042】次にオペレータは光減衰板15を取り出し、代りに測定の対象である生体組織17(指、耳朶など)を3波長光源1と受光部3との間に配置する。ここでオペレータは校正/測定切換制御回路11を操作して切換スイッチ8をA/D変換器6と酸素飽和度演算回路10とが接続されるように切換える。次にオペレータは3波長測定制御回路7に制御を開始させる。前述の光減衰板15を用いた照射光強度測定と同様にしてA/D変換器6からは式(4a)中の I_{t1} , I_{t2} , I_{t3} に対応した信号が酸素飽和度演算回路10に出力される。酸素飽和度演算回路10はまた照射光強度演算・記憶回路9の出力に基づいて照射光強度比 I_{e1}/I_{e2} , I_{e1}/I_{e3} を算出する。そしてこの透過光強度比および照射光強度比を式(4a)に代入して Ψ を求める。次に酸素飽和度演算回路10は求めた Ψ を式(12)に代入して酸素飽和度Sを計算する(Ψ は式(12)ではCに含まれている)。こうして得られた酸素飽和度Sは表示装置12に表示され、記録器13により記録される。

【0043】本実施例によれば、照射光強度を測定する場合光減衰板15を用いるので生体組織17を透過して光の強度を測定する装置と同じ装置で測定できる。尚、光減

$$\begin{aligned} E_{h2} &= S E_{o2} + (1-S) E_{r2} \\ &= S (E_{o2} - E_{r2}) + E_{r2} \\ &= E_{r2} - S \Delta E_2 \end{aligned} \quad (8a)$$

【0048】この式(8a)と式(7), (9)を式※※(6)に代入すれば次式が得られる。

$$\begin{aligned} \Psi &= [(E_{r2} - S \Delta E_2) (E_{r3} - S \Delta E_3 + F)]^{1/2} \\ &\quad - [((E_{r2} - S \Delta E_2) \cdot (E_{r3} - S \Delta E_3 + F)]^{1/2} \\ &\quad / \{ E_{o1} (E_{o1} + F) \}^{1/2} - [(E_{r2} - S \Delta E_2) (E_{r2} \\ &\quad - S \Delta E_2 + F)]^{1/2} \end{aligned} \quad (13)$$

【0049】そこで酸素飽和度演算回路10の代りに、式(13)の右辺のSに1から例えば0.01きざみで漸次減少する数値を代入し、それぞれにおける右辺の計算値を左辺の Ψ と比較し、 Ψ を越えた場合にそのときのSの値を表示装置12、記録器13に出力する回路を設けても良い。

【0050】以上の実施例において、演算や制御を行なう回路はそれぞれ独立した回路であるが、これらの演算、制御をコンピュータにより行なっても良い。図1の照射光強度演算・記憶回路9、酸素飽和度演算回路10、校正/測定切換制御回路11、3波長測定制御回路7および切換スイッチ8から成る部分16をマイクロコンピュータで置き換えた装置について説明する。

【0051】この場合、マイクロコンピュータは図2、図3に示すフローチャートのプログラムを有している。このフローチャートに基づいてその動作を以下説明する。

【0052】まず、マイクロコンピュータは校正モード

*衰板15は光源の各波長に対して散乱度が等しいものが望ましいが、散乱度に差異がある場合は、その差異が既知であって、照射光強度比の計算手段にそれを補正する手段が含まれていれば良い。尚、この例では3波長の光を順に照射するようにしたが、この3波長の光を一齐に光減衰板または生体組織に照射し、同時にそれぞれの透過光を受光して光電変換し、これから直ちに I_{e3}/I_{e1} , I_{e2}/I_{e1} , I_{t3}/I_{t1} , I_{t2}/I_{t1} を求める、これらを記憶して式(4a)の計算に用いるようにも良い。

【0044】また本実施例によれば、3波長光源1から発生した光は散乱板を透過しているので生体組織の浅い部位と深い部位とで減光率が異なることはない。

【0045】また本実施例によれば、照射光強度の比を用いているので測定条件に影響されることが少ない。また、本実施例によれば、適時に照射強度を測定、記憶できるので発光部の経年変化や汚れなどによる影響を防ぐことができる。

【0046】尚、本実施例において式(8)に示すよう20に E_{h2} については近似を用いているが、これは酸素飽和度 $S = 1$ (100%)の場合には誤差を生じない。酸素飽和度が減少するにつれて誤差は増加するが、酸素飽和度が低いところでは許容誤差が多いので影響は少ない。

【0047】式(8)は近似を行なった場合の式であるが、これを近似を行なわないで次のようにおく。

になるまで待つ(図2、ステップ101)。オペレータは光減衰板15を3波長光源1と受光部3との間に挿入し、入力手段によって校正モードに切換える。マイクロコンピュータは3波長光源1、増幅器4およびA/D変換器6を制御して I_{e1}' , I_{e2}' , I_{e3}' (光減衰板の透過光 I_{t1}' , I_{t2}' , I_{t3}')を得、これをメモリに格納する(ステップ102)。次にマイクロコンピュータは I_{e1}' , I_{e2}' , I_{e3}' から I_{e3}'/I_{e1}' , I_{e2}'/I_{e1}' ($=I_{e3}/I_{e1}$), I_{t3}'/I_{t1}' ($=I_{t3}/I_{t1}$)を計算し、これをメモリに格納する(ステップ103)。次にオペレータは光減衰板15を3波長光源1と受光部3との間から取り出し、代りに測定の対象となる生体組織17を挿入し、入力手段により測定モードに切換える。このときマイクロコンピュータは測定モードに切換えるのを待っており(図3、ステップ104)、測定モードとなると3波長光源1、増幅器4およびA/D変換器6を制御して I_{t1}' , I_{t2}' , I_{t3}' を得、これを

9

メモリに格納する(ステップ105)。次にマイクロコンピュータは既にメモリに格納してある I_{e_3} / I_{e_2} , I_{e_1} / I_{e_2} , I_{t_1} , I_{t_2} , I_{t_3} を式(4a)に代入して Ψ を求め(ステップ106)、この Ψ を式(12)に代入して S を求め(ステップ107)、この S を表示装置12に表示させると共に記録装置13に記録させる(ステップ108)。

【0053】

【発明の効果】本発明によれば、生体組織中の動脈血の脈動による透過光の脈動を測定する必要がなくなる。このため脈動の低い被検者であっても正確な測定結果が得られる。また大きな信号を利用することができるので体動に影響され難い測定を行なうことができる。また、本発明によれば、動脈血だけでなく、静脈血も含めた総合の酸素飽和度の測定ができる。この値は、動脈血の酸素飽和度の値と対比することにより、組織に対する酸素供給の不足を表わす指標ともなる。これは、特の脳内酸素

10

需給を示す指標として値が高い。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の全体構成を示すブロック図。

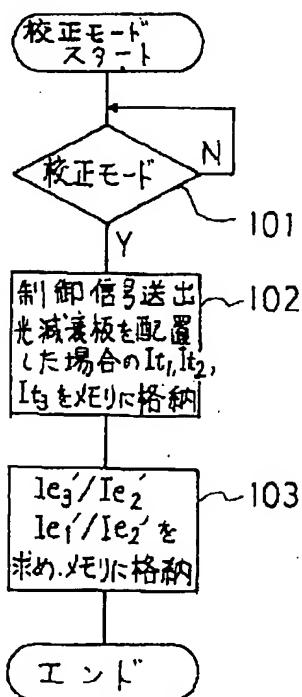
【図2】本発明の他の実施例の動作を説明するためのフローチャート。

【図3】本発明の他の実施例の動作を説明するためのフローチャート。

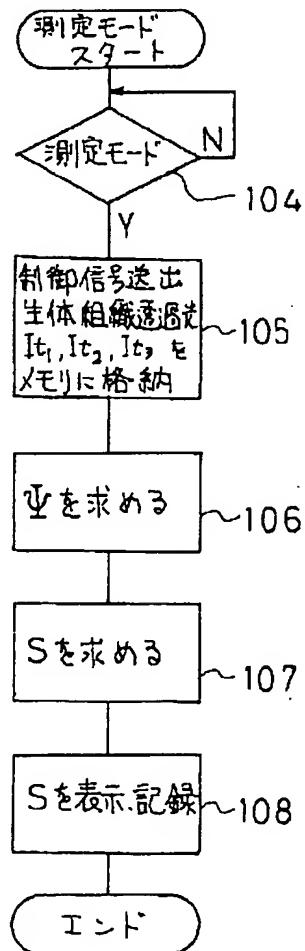
【符号の説明】

10	1 3波長光源	3 受光部
	6 A/D変換回路	9 照射光強度
	演算・記憶回路	
	10 酸素飽和度演算回路	11 校正/測定
	切換制御回路	
	7 3波長測定制御回路	12 表示装置
	13 記録器	15 光減衰板

【図2】



【図3】



【図1】

